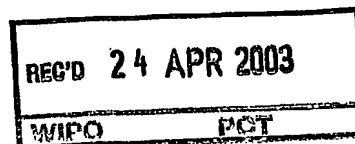


10/509932

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

PCT / IB 0 3 / 0 1 2 8 4

14 APR 2003



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

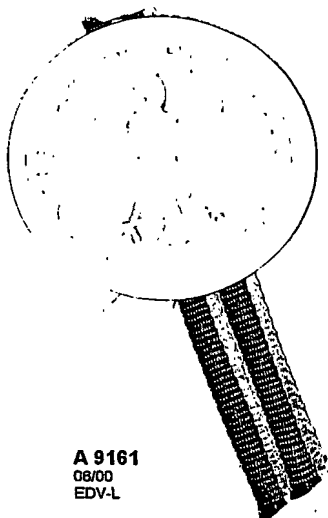
Aktenzeichen: 102 15 890.8
Anmeldetag: 11. April 2002
Anmelder/Inhaber: Philips Corporate Intellectual Property GmbH,
Hamburg/DE
Bezeichnung: Computertomographieverfahren mit kegelförmigen
Strahlenbündeln
IPC: G 01 N, A 61 B, G 06 T

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 25. Juli 2002
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident

Im Auftrag

Weihmayr



A 9161
08/00
EDV-L

Best Available Copy

PRIORITY DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH
RULE 17.1(a) OR (b)

ZUSAMMENFASSUNG

Computertomographieverfahren mit kegelförmigen Strahlenbündeln

Die Erfindung betrifft ein Computertomographieverfahren, bei dem ein Rebinning zu parallelen Strahlenfächern erfolgt, deren Strahlen eine die Rotationsachse enthaltene Ebene in äquidistanten Durchstoßpunkten durchsetzen. Die Rekonstruktion erfolgt für Strahlen, die auf diesen Ebenen senkrecht stehen. Durch diesen Übergang von einer Kegelstrahl-Geometrie zu einer Parallelstrahl-Geometrie ist eine sehr schnelle Rekonstruktion möglich, die insbesondere in der CT-Fluoroskopie Anwendung finden kann.

Fig. 6

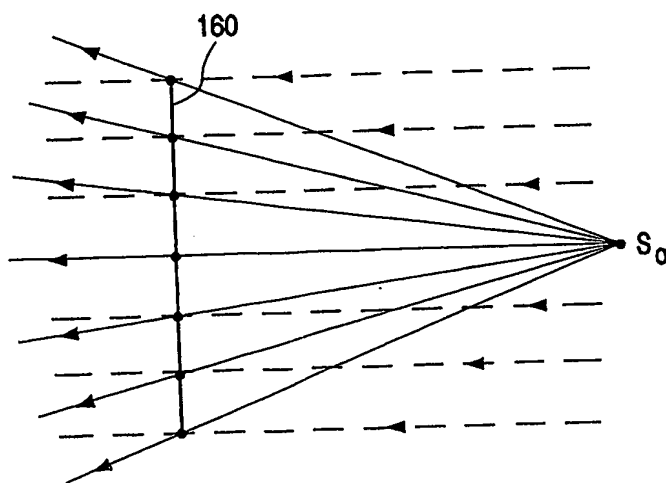


FIG. 6

BESCHREIBUNG

Computertomographieverfahren

Die Erfindung betrifft ein Computertomographieverfahren, bei dem ein Untersuchungsbereich mit einem kegelförmigen Strahlenbündel durchstrahlt wird und bei dem die Strahlenquelle, die das Strahlenbündel erzeugt, relativ zum Untersuchungsbereich auf einer Kreisbahn um eine Rotationsachse rotiert. Außerdem betrifft die Erfindungen einen Computertomographen zur Durchführung des Verfahrens sowie ein Computerprogramm zur Steuerung des Computertomographen.

Ein Verfahren dieser Art und ein entsprechender Computertomograph ist aus der US PS 6,285,733 (PHD 98-123) bekannt. Die dabei von einer zweidimensionalen Detektoreinheit akquirierten Messwerte, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen, werden zunächst einem Rebinning unterzogen. Dabei werden Gruppen von Messwerten gebildet, die zu Strahlenfächern gehören, die sich in zueinander und zur Rotationsachse parallelen, äquidistanten Fächerebenen befinden. Die Strahlenfächer setzen sich nach dem Rebinning aus Strahlen zusammen, die eine die Rotationsachse enthaltende, zu den Fächerebenen der jeweiligen Gruppe senkrechte Ebene in Durchstoßpunkten durchsetzen, die sich auf zur Rotationsachse senkrechten und zueinander parallelen, äquidistanten Verbindungsgeraden befinden.

Die durch das Rebinning entstandenen Messdaten werden anschließend einer eindimensionalen Hochpassfilterung sowie einer Rückprojektion zwecks Erzeugung wenigstens eines CT-Bildes unterzogen. Dabei werden zur Rekonstruktion eines Voxels im Untersuchungsbereich von jeder Gruppe die Messdaten von Strahlen herangezogen, die das betreffende Voxel aus unterschiedlichen Richtungen durchsetzt haben. Wenn sich das Voxel nicht in der durch die Kreisbahn definierten Zentralebene befindet, verlaufen die Strahlen durch das Voxel unter einem Winkel zu der Zentralebene, und jeder Strahl

durchsetzt die zu seiner Gruppe gehörende Ebene unter einem von 90° verschiedenen Winkel. Die Rekonstruktion unter Berücksichtigung dieser Kegelstrahl-Geometrie ist relativ kompliziert und erfordert dementsprechend relativ viel Rechenzeit.

5 Bei verschiedenen Anwendungen sind aber verkürzte Rechenzeiten erwünscht. Beispielsweise bei der CT-geführten Biopsie (CT = Computertomographie), wobei eine Biopsienadel in ein Untersuchungsobjekt eingeführt wird und der Vorschub der Biopsienadel fortlaufend anhand einer Folge von dreidimensionalen CT-Bildern kontrolliert wird. Bei dieser sogenannten CT-Fluoroskopie steht für die Rekonstruktion
10 eines CT-Bildes nur sehr wenig Zeit zur Verfügung, insbesondere wenn dabei eine sogenannte „Sliding-Window“-Technik benutzt wird, bei der ein Update eines CT-Bildes (unter Heranziehung von neu akquirierten CT-Daten und von CT-Daten, die bereits bei der Rekonstruktion des vorigen CT-Bildes benutzt wurden) innerhalb eines Zeitraums erfolgt, der wesentlich kürzer ist als der für die Akquisition der Messdaten eines
15 vollständigen CT-Bildes benötigte Zeitraum.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es daher, ein Verfahren der eingangs genannten Art so auszugestalten, dass die für die Rekonstruktion eines CT-Bildes benötigte Zeit verringert wird. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein
20 Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
- b) Erzeugung einer kreisförmigen, eine Rotation um eine Rotationsachse umfassenden Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem
25 Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt andererseits,
- c) Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegung,
- d) Rebinning der Messwerte zu einer Anzahl von Gruppen, wobei jede Gruppe die
30 Messwerte von Strahlenfächern umfasst, die sich in zueinander und zur

Rotationsachse parallelen, äquidistanten Fächerebenen befinden und die sich aus Strahlen zusammensetzen, die eine die Rotationsachse enthaltende, zu den Fächerebenen dieser Gruppe senkrechte Ebene in Durchstoßpunkten durchsetzen, die sich auf zur Rotationsachse senkrechten und zueinander parallelen, äquidistanten Verbindungsgeraden befinden,

- e) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Schwächung der Röntgenstrahlung aus den durch das Rebinning der Messwerte gebildeten Messdaten für Strahlen, die auf den Ebenen der Gruppen senkrecht stehen und die Durchstoßpunkte durchsetzen zur Erzeugung wenigstens eines CT-Bildes.

Während bei dem bekannten Verfahren die Rekonstruktion unter Berücksichtigung der bei der Akquisition der Messwerte gegebenen Kegelstrahl-Geometrie erfolgt, wird der Rekonstruktion bei der Erfindung eine Parallelstrahl-Geometrie zugrunde gelegt, bei der alle Strahlen senkrecht zu der Ebene der zugehörigen Gruppe und damit parallel zu der durch die Kreisbahn definierten Zentralebene verlaufen. Der Rechenaufwand für eine solche Parallelstrahl-Geometrie ist wesentlich geringer als für eine Kegelstrahl-Geometrie. Ein weiterer Vorteil ist, dass bei der Erfindung ein zylinderförmiger Abschnitt des Untersuchungsbereichs rekonstruiert wird.

Da bei der Erfindung der Kegelwinkel der Strahlen (das ist der Winkel, den die Strahlen mit einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene einschließen) de facto ignoriert wird, lässt sich der Untersuchungsbereich außerhalb der Zentralebene nicht exakt rekonstruieren, was – wenn auch aus anderen Gründen – auch für das bekannte Verfahren gilt. Der Verlust an Bildqualität ist aber gering, wenn die Detektoreinheit nur wenige Detektorzeilen umfasst bzw. wenn der maximale Kegelwinkel gering ist. Insbesondere ist die Bildqualität besser als bei einem Verfahren, bei dem von vornherein die Messwerte so behandelt werden als würden sie in parallelen Ebenen verlaufen, in denen sich jeweils eine Detektorzeile befindet.

Die Ansprüche 2 und 3 definieren bewährte Verfahren zur Rekonstruktion eines CT-Bildes bei einer Parallelstrahl-Geometrie. Diese Verfahren erlauben an sich eine exakte Rekonstruktion des Untersuchungsbereiches, doch ist die Rekonstruktion nur innerhalb der Zentralebene exakt, weil die der Rekonstruktion zugrunde liegende Parallelstrahl-Geometrie bei der Akquisition der Messwerte nur in der Zentralebene gegeben ist.

Anspruch 4 definiert eine bevorzugte Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens; die CT-Fluoroskopie erfordert eine schnelle Rekonstruktion der CT-Bilder, insbesondere wenn die zeitlichen Abstände zwischen zwei Updates eines CT-Bildes kürzer sind als der Zeitraum, der für die vollständige Akquisition der Messwerte für ein CT-Bild benötigt wird.

Anspruch 5 beschreibt einen Computertomographen zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens und Anspruch 6 ein Computertomogramm zur Steuerung eines solchen Computertomographen.

Die Erfindung wird nachstehend anhand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigen:
Fig. 1 einen Computertomographen, mit dem die Erfindung ausführbar ist,
Fig. 2 ein Ablaufdiagramm für das erfindungsgemäße Verfahren,
Fig. 3 ein in einer Strahlenquellenposition erzeugtes kegelförmiges Strahlenbündel,
Fig. 4 die durch das Rebinning gebildeten Strahlenfächer in parallelen Ebenen,
Fig. 5 einen Querschnitt durch diese Strahlenfächer,
Fig. 6 die Kegelstrahl- und die Parallelstrahl-Geometrie.

Der in Fig. 1 dargestellte Computertomograph umfasst eine Gantry 1, die um eine parallel zur z-Richtung des in Fig. 1 dargestellten Koordinatensystems verlaufende Rotationsachse 14 rotieren kann. Dazu wird die Gantry von einem Motor 2 mit einer vorzugsweise konstanten aber einstellbaren Winkelgeschwindigkeit angetrieben. An der Gantry ist eine Strahlenquelle S, beispielsweise ein Röntgenstrahler, befestigt. Dieser ist mit einer Kollimatoranordnung 3 versehen, die aus der von der Strahlenquelle S

erzeugten Strahlung ein kegelförmiges Strahlenbündel 4 ausblendet, d. h. ein Strahlenbündel, das sowohl in z-Richtung als auch in einer dazu senkrechten Richtung (d. h. in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene) eine von Null verschiedene endliche Ausdehnung hat.

Das Strahlenbündel durchdringt einen Untersuchungsbereich 13, in dem sich ein Untersuchungsobjekt, z. B. ein Patient auf einem Patientenlagerungstisch (beides nicht näher dargestellt), befinden kann. Der Untersuchungsbereich 13 hat die Form eines Zylinders. Nach dem Durchsetzen des Untersuchungsbereichs 13 trifft das Röntgenstrahlenbündel 4 auf eine an der Gantry 1 befestigte zweidimensionale Detektoreinheit 16. Diese umfasst eine Anzahl von in z-Richtung nebeneinander angeordneten Detektorzeilen mit jeweils einer Vielzahl von Detektorelementen. Die Detektorzeilen befinden sich in zur Rotationsachse senkrechten Ebene auf einem Kreisbogen um die Strahlenquelle S; sie können aber auch einen Kreisbogen um die Rotationsachse 14 beschreiben oder geradlinig sein. Jedes Detektorelement liefert in jeder Strahlenquellenposition einen Messwert für einen Strahl aus dem Strahlenbündel 4.

Der mit α_{\max} bezeichnete Öffnungswinkel des Strahlenbündels (als Öffnungswinkel ist der Winkel definiert, den ein Strahl, der in einer zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene am Rande des Strahlenbündels 4 liegt, mit einer durch die Strahlenquelle S und die Rotationsachse 14 definierten Zentralstrahlebene einschließt) bestimmt den Durchmesser des Zylinders, innerhalb dessen sich das zu untersuchende Objekt bei der Akquisition der Messwerte befindet. Der Untersuchungsbereich 13 bzw. das Untersuchungsobjekt oder der Patientenlagerungstisch kann mittels eines Motors 5 parallel zur Rotationsachse 14 verschoben werden. Wenn die beiden Motoren 2 und 5 gleichzeitig laufen, ergibt sich eine helixförmige Bewegung der Strahlenquelle S und der Detektoreinheit 16 um den Untersuchungsbereich 13. Wenn hingegen der Motor 5 für den Vorschub in z-Richtung stillsteht und nur der Motor 2 die Gantry einzeln rotieren lässt, ergibt sich eine kreisförmige Abtastwegung der Strahlenquelle S und der Detektoreinheit 16 relativ zum Untersuchungsbereich 13.

Die von der Detektoreinheit 16 akquirierten Messdaten werden von einem Bildverarbeitungsrechner 10 zugeführt, der daraus die Absorptionsverteilung in einem Teil des Untersuchungsbereichs 13 rekonstruiert und z. B. auf einem Monitor wiedergibt. Die beiden Motoren 2 und 5, der Bildverarbeitungsrechner 10, die Strahlenquelle S und der Transfer der Messwerte von der Detektoreinheit 16 zum Bildverarbeitungsrechner 10 werden von einer geeigneten Kontrolleinheit 7 gesteuert.

Fig. 2 zeigt den Ablauf eines Akquisitions - und Rekonstruktionsverfahrens, das mit dem Computertomographen nach Fig. 1 durchgeführt werden kann.

Nach der Initialisierung im Block 101 rotiert die Gantry mit einer konstanten Geschwindigkeit, wobei sich eine Umlaufzeit von 1 sec oder weniger ergibt. Die Strahlenquelle S emittiert ein kegelförmiges Strahlenbündel, das den Untersuchungsbereich durchsetzt, und die von den Detektorelementen der Detektoreinheit 16 akquirierten Messwerte werden im Bildverarbeitungsrechner 10 zwischengespeichert und weiterverarbeitet.

Fig. 3 zeigt die kreisförmige Bahn 17, auf der sich die Strahlenquelle S und die Detektoreinheit 16 um die Rotationsachse 14 bewegen. Die Bahn 17 liegt in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene, die im folgenden als Zentralebene bezeichnet wird. Es ist ein Strahlenbündel 4 dargestellt, das in einer bestimmten Strahlenquellenposition S_0 von der Strahlenquelle emittiert wird. Dieses kegelförmige Strahlenbündel kann in eine Vielzahl von ebenen Strahlenfächern zerlegt werden, die sich - wie die in Fig. 3 dargestellten Strahlenfächer 401, 402, 403 - in zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen befinden. Die Strahlenfächer gehen von derselben Strahlenquellenposition aus und werden von je einer zur Rotationsachse 14 parallelen Spalte von Detektorelementen auf der Detektoreinheit 16 erfasst.

Fig. 3 deutet an, dass auch in anderen Positionen der Strahlenquelle, z. B. S_{-2} , S_{-1} , S_1 oder S_2 , das emittierte kegelförmige Strahlenbündel gemessen wird. Diese Strahlen-

quellenpositionen bzw. die dort emittierten Strahlenbündel können durch einen Parameter β charakterisiert werden, der dem Winkel entspricht, den das Lot von der Strahlenquellenposition auf die Rotationsachse 14 mit einer Referenzgeraden in der Zentralebene einschließt (β kann entsprechend der Anzahl der Umdrehungen der Strahlenquelle um die Rotationsachse größer sein als 2π). Die Lage eines jeden Strahlenfächers in einem Strahlenbündel kann durch einen Parameter s gekennzeichnet werden, der die Lage der von dem Strahlenfächer getroffenen Spalte von Detektorelementen innerhalb der Detektoreinheit 16 beschreibt. Jeder Strahl innerhalb eines solchen Strahlenfächers kann wiederum durch den Parameter t charakterisiert werden, der die Lage des von dem betreffenden Strahl getroffenen Detektorelements innerhalb der Spalte von Detektorelementen beschreibt bzw. den Abstand dieses Detektorelements von der Zentralebene.

Somit bilden die akquirierten Messwerte einen dreidimensionalen Datensatz $M_0(\beta, s, t)$, wobei jeder Messwert einem Gitterpunkte eines regelmäßigen kartesischen Gitters in einem dreidimensionalen (β, s, t) -Parameterraum entspricht. Die Akquisition der Messwerte stellt daher eine Abtastung der sogenannten Objektfunktion (in diesem Fall des Linienintegrals der Schwächung der Strahlung) an einer Vielzahl von gleichmäßig im (β, s, t) -Parameterraum verteilten Punkten dar.

Die Akquisition der Messwerte im Schritt 102 und die Verarbeitung dieser Messwerte in den darauf folgenden Schritten 103 ff erfolgen zeitlich parallel zueinander, so dass die vorhandenen Messwerte bereits weiterverarbeitet werden, während weitere Messwerte akquiriert werden.

Im Schritt 103 werden die Messwerte mit dem Cosinus des Winkels multipliziert, den der Strahl, entlang dessen der Messwert erfasst wurde, mit einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene einschließt. Wenn die Abmessungen der Detektoreinheit in z-Richtung gering sind, kann dieser Schritt aber entfallen, weil der Winkel dann so klein ist, dass der Cosinus des Winkels stets nahezu 1 ist.

Der im Schritt 102 akquirierte und im Schritt 103 gegebenenfalls modifizierte Datensatz $M_0(\beta, s, t)$ ist für die weitere Verarbeitung noch nicht optimal. Deshalb erfolgt in den Schritten 104 und 105 ein sogenanntes Rebinning der Messwerte. Die Daten werden dabei so umsortiert und uminterpoliert, als wären sie mit einer anderen Strahlenquelle (einer kreisbogenförmigen Strahlenquelle, die zueinander parallele Strahlenfächer emittiert) und mit einem anderen Detektor (einem ebenen, rechteckigen und die Rotationsachse enthaltenden Detektor) gemessen worden. In Schritt 104 werden zu diesem Zweck zunächst die in zueinander und zur Rotationsachse 14 parallelen Ebenen liegenden Strahlenfächer von verschiedenen Strahlenquellenpositionen zu jeweils einer Gruppe zusammengefasst.

Fig. 4 zeigt eine auf diese Weise gebildete Gruppe von Strahlenfächern. Von jeder Strahlenquellenposition $S_{-2} \dots S_0 \dots S_2$ gehört jeweils ein Strahlenfächer zu dieser Gruppe. Die zu einer Gruppe gehörenden Strahlenfächer erfüllen die Bedingung

$$\phi = \alpha + \beta \quad (1)$$

Dabei ist ϕ die Projektionsrichtung, in der eine Gruppe von Strahlenfächern den Untersuchungsbereich durchsetzt. α ist der Winkel, den der betreffende Strahlenfächer in dem ursprünglichen Strahlenbündel (vgl. Fig. 3) mit einer durch die Rotationsachse 14 und die Strahlenquellenposition (z. B. S_2 , die ihrerseits durch den Winkel β definiert ist) definierten Ebene einschließt. Derartige Gruppen von Strahlenfächern werden für verschiedene Projektionsrichtungen ϕ gebildet, die sich jeweils um ein bestimmtes Projektionswinkel-Inkrement $d\phi$ voneinander unterscheiden. Wenn die Strahlenfächer eines Strahlenbündels die Gleichung 1 nicht exakt erfüllen, muss ein entsprechender Strahlenfächer durch Interpolation aus den Strahlen benachbarter Strahlenfächer des Strahlenbündels 4 (Fig. 3) ermittelt werden.

Die Strahlenfächer einer Gruppe – darunter die in Fig. 4 dargestellten Strahlenfächer 411 ... 415 – definieren ein Strahlenbündel 410, das eine zeltartige Form hat und sich aus Strahlenfächern zusammensetzt, die in zueinander und zur Rotationsachse parallelen Ebenen liegen. In Fig. 4 ist außerdem der Schnittbereich 420 dargestellt, der sich ergibt,

wenn das Strahlenbündel 410 von einer die Rotationsachse 14 enthaltenden und zu den Ebenen der Strahlenfächer 411 ... 415 senkrechten Ebene geschnitten wird. Die oberen und unteren Ränder sind kissenförmig nach außen gewölbt, weil die Strahlenquellenpositionen in der Mitte weiter von der Schnittebene entfernt liegen als die Strahlenquellenpositionen am Rande.

Fig. 5 stellt den Schnittbereich 420 im Detail dar. Durch runde Punkte sind die Stellen markiert, an denen die Strahlen der Strahlenfächer 411 ... 415 den Schnittbereich durchstoßen. Diese Punkte liegen bei den äußeren Strahlenfächern 411 bzw. 415 enger beisammen als bei den inneren Strahlenfächern 412 ... 414, und in einem der inneren Strahlenfächer (z. B. 413) nimmt der Abstand dieser Punkte voneinander von der Mitte nach außen hin ab. In dem Schnittbereich 420 ist ein rechteckiger Bereich 160 enthalten, dessen oberer und unterer Rand 161 bzw. 162 durch die Abmessungen der beiden äußersten Strahlenfächer 411 bzw. 415 im Schnittbereich 420 gegeben sind und der im Folgenden auch als „virtueller Detektor“ bezeichnet wird.

Im Schritt 105 werden die Strahlen der Strahlenfächer 411 ... 415 einer Gruppe durch Interpolation neu berechnet, und zwar so, dass sie den virtuellen Detektor 160 in Durchstoßpunkten durchsetzen, die sich auf zur Rotationsachse 14 senkrechten und zueinander parallelen, äquidistanten Verbindungsgeraden befinden. Auf jeder Verbindungsgeraden ist der Abstand der Durchstoßpunkte voneinander konstant. Die aus diesem Rebinningsschritt resultierenden Durchstoßpunkte sind in Fig. 5 durch ein „+“ markiert, und eine der erwähnten, zu den Seiten 161 und 162 parallelen Verbindungsgeraden ist in Fig. 5 durch die gestrichelte Gerade G dargestellt.

Durch die beiden Rebinningsschritte 104 und 105 werden also die Messwerte $M_0(\beta, s, t)$, die durch ein regelmäßiges Gitter im (β, s, t) -Parameterraum definiert sind, überführt in Messwerte $M_1(\phi, u, v)$, die durch ein regelmäßiges Gitter in einem dreidimensionalen (ϕ, u, v) -Parameterraum definiert sind. Die Parameter u bzw. v stellen die Koordinaten der Durchstoßpunkte senkrecht bzw. parallel zur Rotationsachse in dem virtuellen Detektor

160 dar. Die durch das Rebinning entstandenen Werte $M_1(\phi, u, v)$ werden im Folgenden als Messdaten bezeichnet, um sie begrifflich von den aus der Messung hervorgehenden Messwerten $M_0(\beta, s, t)$ zu unterscheiden.

5 Da die Strahlen, die den Schnittbereich 420 oberhalb des oberen Randes 161 bzw. unterhalb des unteren Randes 162 durchsetzen, im weiteren Verfahren nicht mehr benutzt werden, ist es von Vorteil die Kollimatoranordnung 3 (Fig. 1) so zu gestalten, dass das kegelförmige Strahlenbündel diese Strahlen nicht enthält. Anstelle von geradlinigen senkrecht zur Rotationsachse verlaufenden Kanten müsste die Kollimator-
10 anordnung 3 zu diesem Zweck nach innen gewölbte Kanten aufweisen. Dadurch würde die Strahlenbelastung für den Patienten verringert.

Insoweit als bisher anhand von Fig. 2 erläutert, ist die Erfindung aus der US PS 6285733 (PHD 98-123) bekannt. Erfindungsgemäß erfolgt die weitere Verarbeitung der Mess-
15 daten aber nicht auf Basis einer Kegelstrahl-Geometrie, sondern auf Basis einer Parallelstrahl-Geometrie. Dies ist durch den gestrichelten Kasten 106 symbolisch angedeutet und in Fig. 6 veranschaulicht. Fig. 6 zeigt mit ausgezogenen Linien die divergierenden, von einer Strahlenquellenposition (z. B. S_0) ausgehenden Strahlen eines Strahlenfächers (z. B. 413). Diese Strahlen durchsetzen den virtuellen Detektor 160 in äquidistanten
20 Durchstoßpunkten. Die Erfindung verwendet stattdessen die gestrichelt dargestellten Strahlen, die senkrecht auf den virtuellen Detektor 160 auftreffen. Die durch das Rebinning entstandenen Messdaten werden den parallelen Strahlen zugeordnet, die jeweils denselben Durchstoßpunkt des virtuellen Detektors 160 durchsetzen wie die von der Strahlenquellenposition S_0 ausgehenden divergenten Strahlen.

25 Dieser Übergang zu parallelen Strahlen erfordert keinen gesonderten Rechenschritt (weshalb der Kasten 106 auch nur gestrichelt dargestellt ist), weil es lediglich notwendig ist, den Kegelwinkel (das ist der Winkel, den die Strahlen mit einer Rotationsachse 14 senkrechten Ebene einschließen) zu ignorieren. Über einen Mehrfachschnittverfahren
30 (Multi-Slice-Verfahren), bei dem Daten in parallelen Schichten akquiriert werden, ist

dann eine Rekonstruktion dadurch möglich, dass unter Heranziehung der Messdaten von Strahlen die jeweils in derselben, zur Rotationsachse 14 senkrechten Ebene liegen, die Schichten voneinander unabhängig rekonstruiert werden.

5 Mit der Erfindung kann somit ein zylinderförmiger Teil des Untersuchungsbereichs rekonstruiert werden, dessen Höhe dem Abstand der beiden Ränder 161 und 162 des virtuellen Fensters 160 voneinander entspricht. Für die Höhe h des zylinderförmigen Teils des Untersuchungsbereiches gilt die Beziehung

10
$$h = r \tan(\gamma_{\max}) \cos(\alpha) \quad (1)$$

Dabei ist r der Radius der Kreisbahn 17, γ_{\max} ist der maximale Kegelwinkel und α ist der Fächerwinkel, d. h. der Öffnungswinkel des Strahlenbündels in einer zur Rotationsachse senkrechten Ebene.

15 Ausgehend von den geschilderten geometrischen Verhältnissen erfolgt in den Schritten 107 bis 109 eine Rekonstruktion durch eine gefilterte Rückprojektion. Im Schritt 107 erfolgt eine eindimensionale rampenförmige Filterung der Messdaten $M_1(\theta, u, v)$. Dabei werden alle Messdaten mit demselben Projektionswinkel θ und mit demselben Parameter v einer Filterung unterzogen, bei der der Übertragungsfaktor rampenförmig mit der Frequenz ansteigt.

20 Die auf diese Weise gefilterten Daten $F(\theta, u, v)$ werden dann einer Rückprojektion unterzogen. Dabei wird im Schritt 108 ein Voxel $P(x, y, z)$ vorgegeben. Im Schritt 109 werden danach von den Messdaten, deren zugehörige Strahlen das Voxel aus verschiedenen Projektionsrichtungen ϕ durchsetzen und in derselben, zur Zentralebene parallelen Ebene liegen wie das Voxel, Beiträge zu dem Schwächungswert des betreffenden Voxels ermittelt und summiert. Dies wird für alle Voxel in der erwähnten Ebene wiederholt so dass die Objektfunktion für diese Ebene bekannt ist. Die Schritte
30 108, 109 werden für alle zur Zentralebene parallelen Ebenen und die in diesen Ebenen

jeweils befindlichen Voxel und Strahlen ausgeführt. Danach kann das auf diese Weise rekonstruierte CT-Bild dargestellt werden (Schritt 110).

Bei einem fluoroskopischen Computertomographieverfahren sind die Schritte 101 bis 110 Teile eines kontinuierlich verlaufenden Akquisitions- und Rekonstruktionsprozesses, bei dem fortlaufend neue Messwerte akquiriert und neue CT-Bilder des Untersuchungsbereichs erstellt werden. Der zeitliche Abstand zwischen Updates eines CT-Bildes kann dabei kürzer sein als die Zeit, die der Computertomograph benötigt, um Messwerte für ein vollständiges CT-Bild zu akquirieren. In diesem Fall erfolgt die Rekonstruktion des CT-Bildes zu einem Teil aus Messwerten, die neu akquiriert wurden, und zu einem anderen Teil aus Messwerten, die bereits bei der Rekonstruktion des vorangehenden CT-Bildes benutzt wurden.

Anstatt durch eine gefilterte Rückprojektion in den Schritten 107 bis 109 kann die räumliche Verteilung der Schwächung in den durch die Durchstoßpunkten definierten Ebenen auch mit Hilfe einer inversen Fourier-Transformation erfolgen, nachdem zuvor die Messdaten durch ein Gridding-Verfahren auf ein kartesisches Gitter in den einzelnen Ebenen transformiert wurde.

PATENTANSPRÜCHE

1. Computertomographie-Verfahren mit den Schritten:

- a) Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
- b) Erzeugung einer kreisförmigen, eine Rotation um eine Rotationsachse umfassenden Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt andererseits,
- c) Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegung,
- d) Rebinning der Messwerte zu einer Anzahl von Gruppen, wobei jede Gruppe die Messwerte von Strahlenfächern umfasst, die sich in zueinander und zur Rotationsachse parallelen, äquidistanten Fächerebenen befinden und die sich aus Strahlen zusammensetzen, die eine die Rotationsachse enthaltende, zu den Fächerebenen dieser Gruppe senkrechte Ebene in Durchstoßpunkten durchsetzen, die sich auf zur Rotationsachse senkrechten und zueinander parallelen, äquidistanten Verbindungsgeraden befinden,
- e) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Schwächung der Röntgenstrahlung aus den durch das Rebinning der Messwerte gebildeten Messdaten für Strahlen, die auf den Ebenen der Gruppen senkrecht stehen und die Durchstoßpunkte durchsetzen zur Erzeugung wenigstens eines CT-Bildes.

2. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei sich der Rekonstruktionsschritt aus den folgenden Schritten zusammensetzt:

- a) Eindimensionale Filterung der durch das Rebinning erzeugten Messdaten einer jeden Gruppe in Richtung der Verbindungsgeraden,
- b) Rückprojektion der gefilterten Daten von mehreren Gruppen.

3. Computertomographie-Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Rekonstruktionsschritt eine inverse Fouriertransformation umfasst.

4. Verwendung des Verfahrens nach 1 bei der CT-Fluoroskopie, wobei unter fortlaufender Rekonstruktion von CT-Bildern eine fortlaufende Akquisition von Messwerten für weitere CT-Bilder erfolgt.

5. Computertomograph zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 1 mit

- a) einer Strahlenquelle zum Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels,
- b) einer Antriebsanordnung zur Erzeugung einer kreisförmigen, eine Rotation um eine Rotationsachse umfassenden Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt andererseits,
- c) einer Detektoreinheit zur Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen, während der Relativbewegung,

und mit einer Bildverarbeitungseinheit zur Erzeugung mindestens eines CT-Bildes aus den Messwerten mit den Schritten:

- d) Rebinning der Messwerte zu einer Anzahl von Gruppen, wobei jede Gruppe die Messwerte von Strahlenfächern umfasst, die sich in zueinander und zur Rotationsachse parallelen, äquidistanten Fächerebenen befinden und die sich aus Strahlen zusammensetzen, die eine die Rotationsachse enthaltende, zu den Fächerebenen dieser Gruppe senkrechte Ebene in Durchstoßpunkten durchsetzen,

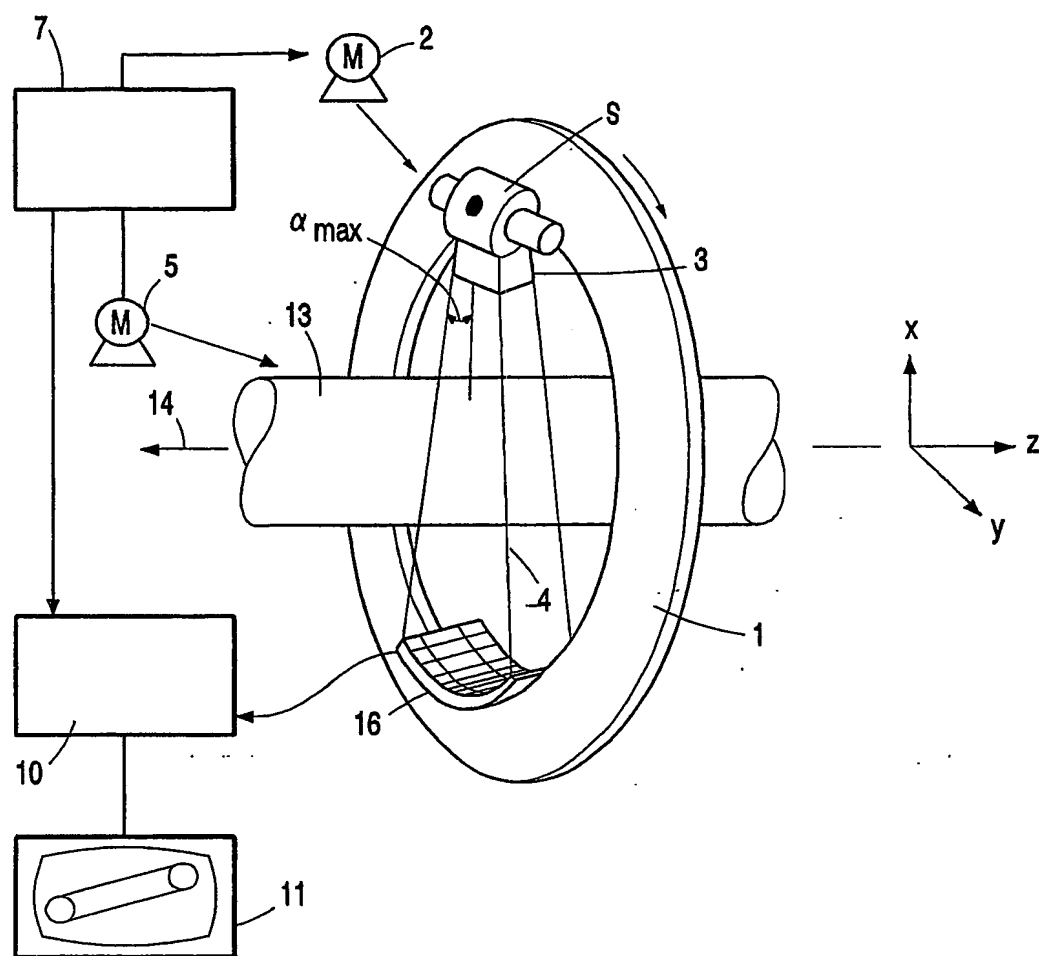
die sich auf zur Rotationsachse senkrechten und zueinander parallelen, äquidistanten Verbindungsgeraden befinden,

- e) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Schwächung der Röntgenstrahlung aus den durch das Rebinning der Messwerte gebildeten Messdaten für Strahlen, die auf den Ebenen der Gruppen senkrecht stehen und die Durchstoßpunkte durchsetzen zur Erzeugung wenigstens eines CT-Bildes.

6. Computerprogramm zur Steuerung eines Computertomographen nach Anspruch 5 gemäß folgendem Ablauf:

- 10 a) Erzeugen eines kegelförmigen, einen Untersuchungsbereich bzw. ein darin befindliches Objekt durchsetzenden Strahlenbündels mit einer Strahlenquelle,
- b) Erzeugung einer kreisförmigen, eine Rotation um eine Rotationsachse umfassenden Relativbewegung zwischen der Strahlenquelle einerseits und dem Untersuchungsbereich bzw. dem Objekt andererseits,
- 15 c) Akquisition von Messwerten, die von der Intensität in dem Strahlenbündel jenseits des Untersuchungsbereiches abhängen, mit einer Detektoreinheit während der Relativbewegung,
- d) Rebinning der Messwerte zu einer Anzahl von Gruppen, wobei jede Gruppe die Messwerte von Strahlenfächern umfasst, die sich in zueinander und zur
- 20 Rotationsachse parallelen, äquidistanten Fächerebenen befinden und die sich aus Strahlen zusammensetzen, die eine die Rotationsachse enthaltende, zu den Fächerebenen dieser Gruppe senkrechte Ebene in Durchstoßpunkten durchsetzen, die sich auf zur Rotationsachse senkrechten und zueinander parallelen, äquidistanten Verbindungsgeraden befinden,
- 25 e) Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Schwächung der Röntgenstrahlung aus den durch das Rebinning der Messwerte gebildeten Messdaten für Strahlen, die auf den Ebenen der Gruppen senkrecht stehen und die Durchstoßpunkte durchsetzen zur Erzeugung wenigstens eines CT-Bildes Anordnung

1/4



2/4

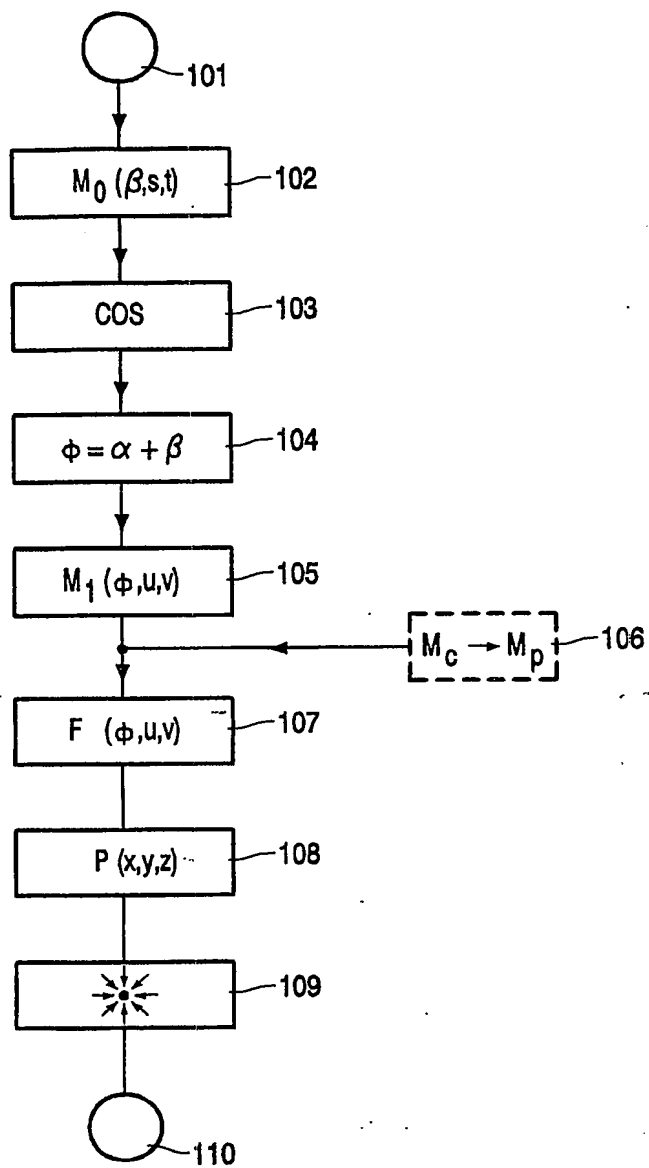


FIG. 2

3/4

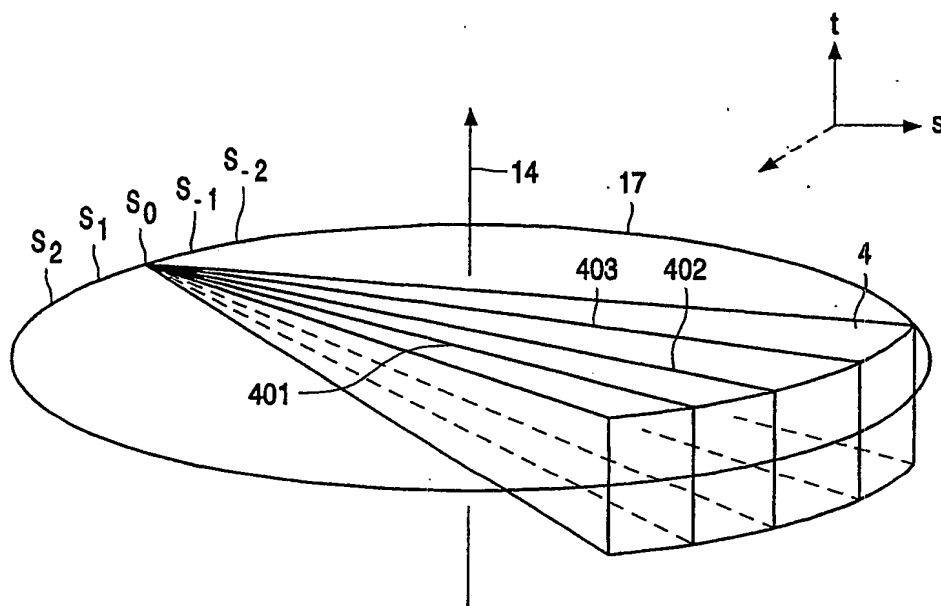


FIG. 3

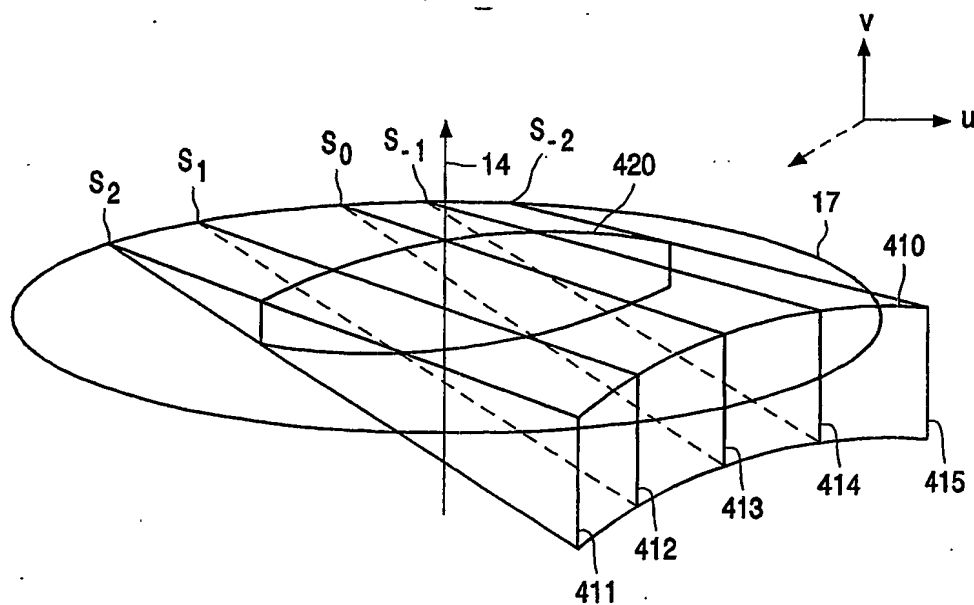


FIG. 4

4/4

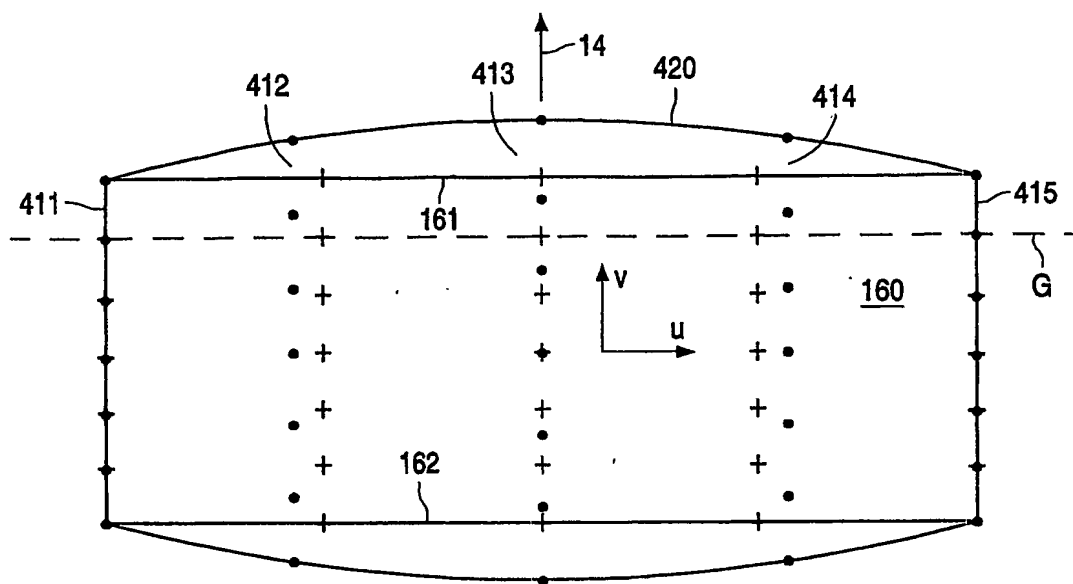


FIG. 5

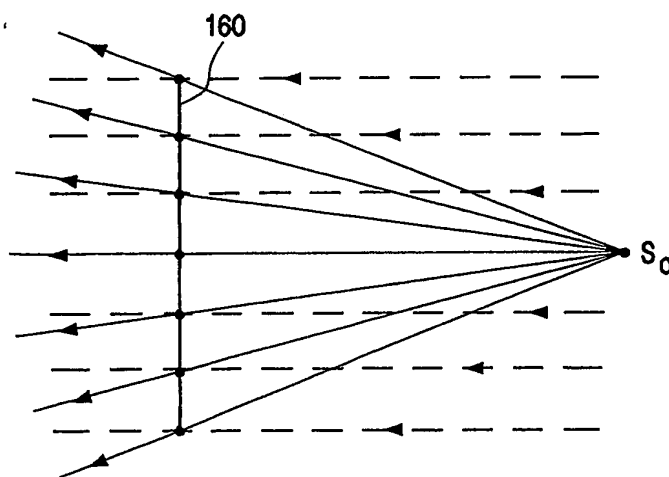


FIG. 6

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.